

UNIVERSITE PIERRE ET MARIE CURIE - PARIS
FACULTE DE MEDECINE PITIE-SALPETRIERE

Année 1975

N° 296

THÈSE
POUR LE
DOCTORAT EN MÉDECINE
(DIPLOME D'ETAT)

par **Henry BELLAN-HUCHERY**

Né le 25 août 1943, à NOIRMOUTIER en l'Ile

ANCRAGE DIRECT D'UN COTYLE
EN ALUMINE
(à propos de 150 cas)

Président de thèse : Monsieur le Professeur R. JUDET

Digitized by the Internet Archive
in 2026

UNIVERSITE PIERRE ET MARIE CURIE - PARIS
FACULTE DE MEDECINE PITIE-SALPETRIERE

Année 1975

N°

THÈSE
POUR LE
DOCTORAT EN MÉDECINE
(DIPLOME D'ETAT)

par Henry BELLAN-HUCHERY

Né le 25 août 1943, à NOIRMOUTIER en l'Ile

ANCRAGE DIRECT D'UN COTYLE
EN ALUMINE
(à propos de 150 cas)

Président de thèse : Monsieur le Professeur R. JUDET



A LA MEMOIRE DE MON PERE

A MA MERE

A MA FEMME

A MES ENFANTS ETIENNE ET FRANÇOIS

A MA SŒUR et A MON BEAU-FRERE

A TOUTE MA FAMILLE

A MES AMIS

A NOTRE PRESIDENT DE THESE

Monsieur le Professeur R. JUDET

*Membre de l'Académie de Chirurgie,
Professeur de Clinique Traumatologique
et Orthopédique à la Faculté,
Chirurgien des Hôpitaux de Paris,*

*qui nous a fait le grand honneur d'accepter la présidence
de cette thèse.*

*Qu'il veuille bien trouver ici l'expression de notre gratitude
et de notre profond respect.*

Au Docteur P. BOUTIN

*Membre de la Société Internationale de Chirurgie
Orthopédique et de Traumatologie,
Membre of the Society of Biomaterials,*

*qui nous a confié ce travail auquel il tient tant et qui est
le sien.*

Au Docteur L. BACHES

*Médecin-Chef du Centre de Réadaptation
Fonctionnelle Thermal de Bagnères-de-Bigorre,*

*qui nous a accueilli avec amitié et bienveillance dans son
service.*

Aux Docteurs D. SAMSON et C. MOURET

Médecins Assistants Adjoints,

*Ils ont guidé nos premiers pas dans notre travail de médecin
rééducateur.*

ANCRAGE DIRECT D'UN COTYLE EN ALUMINE

(à propos de 150 cas)

PLAN

I. - HISTORIQUE DE L'ARTHROPLASTIE DE HANCHE
PAR PROTHESE TOTALE.

II. - EVOLUTON DE LA PROTHESE TOTALE DE
HANCHE EN ALUMINE.

A) *La liaison alumine-métal.*

B) *L'ancrage direct du cotyle.*

1) La tolérance.

2) La stabilité de la fixation mécanique immédiate.

III. - TECHNIQUE CHIRURGICALE D'IMPLANTATION.

IV. - SOINS POSTOPERATOIRES.

V. - RESULTATS.

A) *Cliniques.*

1) Appréciation de la stabilité de la fixation mécanique immédiate.

2) Appréciation de la stabilité à long terme.

B) *Radiologiques.*

VI. - CONCLUSIONS.

**I. — HISTORIQUE DE L'ARTHROSPLASTIE
DE HANCHE PAR PROTHESE TOTALE**

L'historique de l'arthroplastie totale de la hanche met en évidence les nombreuses difficultés auxquelles se sont heurtés et se heurtent encore les promoteurs des diverses méthodes qui ont été et qui sont actuellement proposées.

Il serait fastidieux et probablement sans intérêt ici de les citer toutes.

Par contre, il nous semble important de dégager un certain nombre de faits fondamentaux, maintenant bien établis.

Les durées d'implantation réussie s'allongent, les échecs deviennent plus tardifs.

Les étapes sont utiles à connaître pour entrevoir ce que nous pouvons améliorer. Chacun apporte sa pierre à l'édifice de cette entreprise exaltante mais que l'on ne peut s'empêcher de comparer à celle de « l'apprenti sorcier ».

— Si GLUCK, cité par LEINBACH (13), a proposé en 1890 de remplacer une hanche par un cotyle et une tête en ivoire, fixés par un ciment en colophane, pierre ponce en poudre et plâtre, c'est, en fait, à WILES (16) que revient le mérite d'avoir réalisé en Angleterre la première prothèse totale avec un cotyle et une tête en acier. Plusieurs de ces prothèses étaient en place dès 1938.

— HABOUSH (10), en 1953, publiait un article princeps où, après avoir cité l'introduction du vitallium en chirurgie orthopédique et après avoir signalé les travaux de SMITH-PETERSEN sur l'arthroplastie à cupule et ceux de JUDET sur la tête fémorale en métacrylate de méthyl, il propose dans son travail une prothèse totale de hanche en vitallium

(cotyle et tête), fixée à l'os par l'intermédiaire d'un ciment acrylique. Il importe de souligner que l'idée de l'emploi du ciment acrylique pour fixer des pièces prothétiques de hanche revient à HABOUSH. Il avait tenté de réaliser un couple vitallium-acrylic. Il nota une usure très rapide de l'acrylic et eut la surprise de constater que le vitallium s'usait aussi à ce contact. Il étudia alors avec soin le frottement du vitallium sur le vitallium, insista sur la nécessité d'une congruence parfaite entre les deux pièces prothétiques et étudia également les problèmes de friction et d'usure.

HABOUSH semble bien être le père de l'arthroplastie totale, telle que nous l'employons actuellement.

— Mais l'essor a été véritablement donné par CHARNLEY (5) qui a insisté sur la nécessité de la « basse friction » entre les pièces implantées et a introduit le frottement entre une tête métallique en acier et une pièce acétabulaire en plastique, d'abord en teflon puis en polyéthylène haute densité.

— Mc KEE (15), avec la collaboration de FARRAR, décrivait et proposait une prothèse en vitallium également fixée à l'os par un ciment acrylique.

De ces deux types de prothèses dérivent toutes les autres mises à l'heure actuelle à notre disposition et toutes cherchent à conserver les deux idées fondamentales :

- La fixation par ciment,
- La basse friction.

Il faut citer quelques additifs visant à corriger certains inconvénients de ces prothèses. Certains ont introduit des pièces prothétiques interchangeables en cas d'usure, d'autres des prothèses rétentes pour éviter les luxations post-opératoires (JUDET).

— Si la fixation des éléments prothétiques a été réalisée, d'abord par vissage, puis par ciment, certains pensaient depuis longtemps à une fixation par repousse osseuse. C'est le mérite de Moore d'avoir proposé sa prothèse à queue fenêtrée, universellement connue et employée.

Et c'est le mérite de SIWASH (17) d'avoir mis au point la première prothèse totale à ancrage direct en 1956.

— Ainsi se dégagent, de ce bref rappel historique, quelques faits fondamentaux qui traduisent bien la préoccupation des promoteurs d'arthroplastie par prothèse totale :

- La fixation des pièces prothétiques,
- L'usure,
- La tolérance,
- La basse friction.

Ce sont bien là les éléments les plus importants, les autres sont secondaires ou en découlent.

— BOUTIN (2), en 1970, montrait la possibilité d'utilisation d'un nouveau matériau, l'alumine frittée, grâce à ses qualités de tolérance, de basse friction et d'absence d'usure. C'est plus particulièrement cette tolérance qui rend possible sa fixation directe à l'os et laisse entrevoir la suppression du ciment comme moyen de fixation.

Pour d'autres raisons, il utilise le titane comme matériau pour la queue de prothèse et recherche aussi son ancrage direct à l'os.

— Durant la même période, R. JUDET mettait au point la prothèse en poro-métal avec fixation directe à l'os de la pièce cotyloïdienne et de la pièce fémorale. Cette fixation s'effectue par « ancrage biologique » : pénétration osseuse dans les aspérités de la prothèse, constatée par des examens histologiques, opératoires et radiographiques (4).

II. — L'EVOLUTION DE LA PROTHESE TOTALE DE HANCHE EN ALUMINE

En avril 1969, BOUTIN eut l'idée d'utiliser un couple de frottement alumine-alumine en raison de l'extrême dureté de ce matériau.

Dans un article (3), publié en 1972 dans la Revue de Chirurgie Orthopédique, il en a décrit les caractéristiques physiques et chimiques sur lesquelles nous ne reviendrons pas. Nous retiendrons essentiellement les faits suivants :

1. - Le couple alumine-alumine est fiable, puisque sur plus de 550 prothèses, placées par l'auteur lui-même, l'absence d'usure a pu être constatée sur les prothèses enlevées pour des causes diverses (descellement, ou infection, ou échec de la liaison alumine-métal au niveau de la partie céphalique de la prothèse).

2. - Il n'a pas été constaté de signes d'intolérance à ce matériau, ce qui semblait prévisible puisque l'alumine est un oxyde pratiquement pur et qu'elle est inattaquable dans l'organisme.

3. - La basse friction, mise au point par CHARNLEY sur sa prothèse métal-plastique, est obtenue avec le couple alumine-alumine. Nous devons à CHARNLEY (6) d'avoir testé ce couple et d'avoir signalé qu'il le situait au même niveau que le couple réalisé par la prothèse de CHARNLEY-MULLER de 41 mm de diamètre, utilisant un frottement métal contre polyéthylène à haute densité.

4. - La fixation directe de l'alumine à l'os est possible. C'est le sujet de cette thèse et nous le développerons.

5. - Il a fallu résoudre le problème de la liaison alumine-métal au niveau de la tête de prothèse, problème qui a longtemps préoccupé l'auteur de cette prothèse nouvelle.

A. - LA LIAISON ALUMINE-MÉTAL

Les caractéristiques physiques de l'alumine, décrites par BOUTIN en 1972, aboutissaient aux conclusions suivantes pour son emploi comme prothèse de hanche :

1. - La résistance à la compression du couple alumine-alumine est de l'ordre de 24 tonnes au cm^2 . Elle dépasse largement les besoins de son application.

2. - La résistance à la flexion, de l'ordre de 4 tonnes/ cm^2 semble insuffisante pour réaliser l'ensemble tête et queue en une seule pièce. D'autre part, l'élasticité de l'alumine est beaucoup trop éloignée de celle de l'os pour envisager et espérer la stabilité de l'union, au niveau de la queue de prothèse.

3. - Dans un premier temps, BOUTIN a utilisé une queue de prothèse en acier inoxydable fixée à la tête en alumine par une résine époxy.

Cette fixation s'est avérée fragile et des désunions entre la queue et la tête ont amené à étudier une autre méthode de fixation, après avoir éliminé d'une manière formelle tout montage métal-alumine entraînant un contact ponctuel, risque de rupture de l'alumine.

Or le titane a, par rapport à l'alumine, une caractéristique particulière, celle de s'y fixer d'une manière intime dans des conditions très précises : sous vide vers 1000°C .

A partir de juillet 1973, l'auteur a commencé à utiliser des queues en titane. Un nouvel obstacle s'est alors fait jour, malgré l'excellente fiabilité de cette liaison : elle ne résiste pas à un choc direct, brutal. Si la liaison tient bien, c'est l'alumine qui cède, en cône, lorsqu'on frappe sur la tête pour enfoncer la queue de prothèse dans la diaphyse fémorale. Cet incident, facilement constatable en per-opératoire, est survenu à deux reprises, condamnant la méthode. D'autre part, éviter de frapper sur la tête en frappant sur la queue

métallique, n'est pas plus une solution car l'ébranlement risque d'aboutir au même phénomène.

Après l'échec de la liaison acier inoxydable-alumine par une résine époxy, après la constatation de la rupture de l'alumine en cône lorsqu'on frappe sur la liaison titane-alumine, il fallait, si l'on voulait poursuivre, trouver une autre solution. Celle-ci a été rapidement mise au point dans la mesure où l'on était arrivé à la conclusion que toute liaison alumine-métal ne résiste pas à un choc brutal, direct.

Et c'est ainsi que maintenant l'auteur enfonce d'abord la queue de prothèse dans la diaphyse fémorale, en frappant, et ne place la tête sur la queue qu'une fois celle-ci mise en place. Pour cela, la queue présente un axe avec un filetage mâle et la tête un cylindre creux en titane intimement uni à l'alumine, avec un filetage femelle. Le vissage de la tête sur la queue est réalisé avec un instrument dynamométrique à la force de 3 mètres-kilos.

Malheureusement le dévissage est possible et actuellement l'auteur met au point un autre système de fixation. Il élimine le cône Morse en raison du risque très important, en cas de mobilité entre l'alumine et le métal, d'usure rapide de ce dernier.

4. - Restait à résoudre le problème de l'ancrage direct de la queue de prothèse. Ce n'est pas l'objet de cette thèse, mais nous voulons dire que les caractéristiques physiques du titane rendent ce métal particulièrement intéressant car son élasticité se rapproche de celle de l'os plus que tout autre métal connu et d'autre part sa résistance à la corrosion, étudiée par HULBERT et ARAGON (1), est excellente.

B. - L'ANCRAGE DIRECT DU COTYLE EN ALUMINE

C'est l'un des problèmes fondamentaux de l'implantation des prothèses articulaires. Cette liaison d'un matériau inerte

avec un tissu vivant, du « mort » et du « vif », semble à première vue impossible.

Comment, en effet, peut-on imaginer la stabilité d'un tel ancrage lorsqu'un des composants, l'os, est en perpétuel remaniement alors que l'autre, par son inertie, ne peut évoluer ?

(Si le cotyle osseux se modifie peu avec le temps, par contre le diamètre du canal médullaire fémoral augmente avec le vieillissement. On ne peut que craindre la perte de l'union entre l'os et la queue de prothèse et on voit mal durer une telle union sur des dizaines d'années).

C'est bien la raison pour laquelle BOUTIN (3) écrivait en 1972 : « Nos prothèses remplacent plus qu'il n'est besoin ». Seuls en effet le cartilage et le tissu sous-chondral devraient être remplacés. Les tentatives de cupules couplées sont peut-être la meilleure approche du problème. Mais elles se heurtent à un autre écueil : la vascularisation de ce qu'elles recouvrent.

Nous allons tenter de poser ces différents problèmes et les possibilités qui s'offrent à nous de les résoudre avec les matériaux que nous proposons, l'alumine pour la pièce cotyloïdienne et la tête, le titane pour la queue de prothèse. Les problèmes sont nombreux et liés. Autrement dit, si l'un n'est pas résolu, les autres ne le seront pas. C'est bien là l'extrême difficulté de réussir une implantation sur une vie d'homme.

Sans avoir la certitude de tous les poser et donc bien sûr de tous les résoudre, il nous semble que les problèmes fondamentaux sont :

— La tolérance de l'implantation, non seulement de l'os, mais aussi de l'implant.

— La stabilité immédiate de la fixation de l'implant.

Ces deux problèmes résolus permettraient d'entrevoir la stabilité définitive de l'implant.

1) La tolérance

La tolérance implique au minimum deux éléments : l'os et le matériau implanté.

L'os, qui est vivant, donc éminemment complexe, doit accepter l'implant sans se modifier.

Il en est de même de l'implant qui ne doit pas se détériorer, non seulement sous l'influence des phénomènes physico-chimiques auquel l'organisme va le soumettre, mais aussi de par sa nature propre.

a) Les études (11), réalisées sur la réaction de l'os aux différents implants, ont toutes montré qu'il existait toujours un tissu fibreux d'interface le séparant du matériau implanté mais ce tissu est variable dans son épaisseur et la présence de cellules osseuses arrivant presque au contact du matériau a pu être établie par de nombreux auteurs, tant en recherche fondamentale qu'en constatation chirurgicale (7). Citons le tissu fibreux abondant que l'on retrouve en opérant sur d'anciennes têtes en acrylic, sur d'anciennes cupules, au niveau des fenêtres des prothèses de Moore, sous les plaques d'ostéosynthèses, etc. Dans ces cas, la mobilité de l'implant par rapport à l'os est à l'origine de l'épaisseur de la lame fibreuse d'interface.

C'est le privilège de l'organisme de se séparer de l'implant sans le rejeter pour autant ; cette encapsulation est un remarquable phénomène qui prouve la tolérance de l'organisme.

Lorsque les pièces prothétiques deviennent trop mobiles par rapport à l'os, le tissu fibreux augmente, la stabilité disparaît, les douleurs surviennent et obligent à une réintervention.

On en arrive à penser qu'il existe un « seuil de tolérance » qui, lorsqu'il est dépassé, aboutit à ce que nous appelons descellement. Tout se passe comme s'il s'agissait d'une pseudarthrose : lorsqu'elle est serrée la fonction est bonne, lorsqu'elle est lâche c'est une infirmité.

L'absence de causes « de prise de jeu » est donc fondamentale.

b) Pour que le matériau implanté soit le mieux toléré possible, il doit : ne pas être attaqué par l'organisme, et être stable. Les caractéristiques physico-chimiques de l'implant ont donc une importance capitale.

L'alumine ($Al_2 O_3$) est à l'abri de la corrosion en raison même de son état d'oxyde. C'est pourquoi sa tolérance par l'organisme est maintenant bien établie par les travaux de BOUTIN (3), corroborés par ceux de HULBERT (12) et de GRISS (8).

Rappelons l'expérience de BOUTIN. En 1969, il implante des billes d'alumine sous la peau d'un abdomen humain. Le prélèvement, effectué après trois mois, montrait l'absence de réaction macrophagique à corps étranger. En 1970, il implantait des billes creusées de sillons dans le grand trochanter de plusieurs chiens. La repousse osseuse dans les sillons rendit très difficile l'ablation de ces billes. L'examen histologique montrait que le tissu fibreux de séparation était très mince entre l'implant et le tissu osseux.

Enfin, BOUTIN a maintenant implanté plus de 550 prothèses en alumine sans noter de phénomènes d'intolérance à ce matériau.

Quant à HULBERT, il a consacré de nombreuses études à la repousse osseuse dans des matériaux céramiques poreux et confirme leur excellente tolérance.

De même GRISS (9) a implanté des prothèses de hanche à couple alumine-alumine sur la brebis et n'a pas constaté d'intolérance à ce matériau.

(Le titane pose d'autres problèmes car, à l'inverse de l'alumine, on ne le trouve pas pur à l'état naturel. C'est un



FIG. 1. — *Prothèse avec queue en titane à fixation sans ciment.*

produit élaboré. Celui qu'emploie BOUTIN pour la queue de prothèse est un alliage de titane d'aluminium et de vanadium selon la formule $Ti Al_6 V_4$. La stabilité de tous les alliages est en effet préoccupante particulièrement s'ils sont placés dans un milieu corrosif et s'ils sont soumis à des contraintes. Cependant cet alliage de titane employé largement en aéronautique en raison de son élasticité et de sa légèreté a fait ses preuves. HULBERT et ARAGON (1) ont, en 1972, publié une étude sur la corrosion de $Ti Al_6 V_4$ et établi qu'il était moins sensible à ce phénomène que l'acier inoxydable 316 L. D'autre part, il est très important de préciser que le titane employé est forgé et non pas coulé. Sa résistance aux contraintes est donc meilleure. Enfin son élasticité est plus importante que celle de l'acier inoxydable 316 L et que celle des alliages au chrome-cobalt. Il semble donc que la structure forgée du titane, sa résistance à la corrosion, son élasticité et sa résistance aux contraintes alternées en font un matériau de choix dans la réalisation d'une queue de prothèse).

2) - Stabilité de la fixation mécanique immédiate

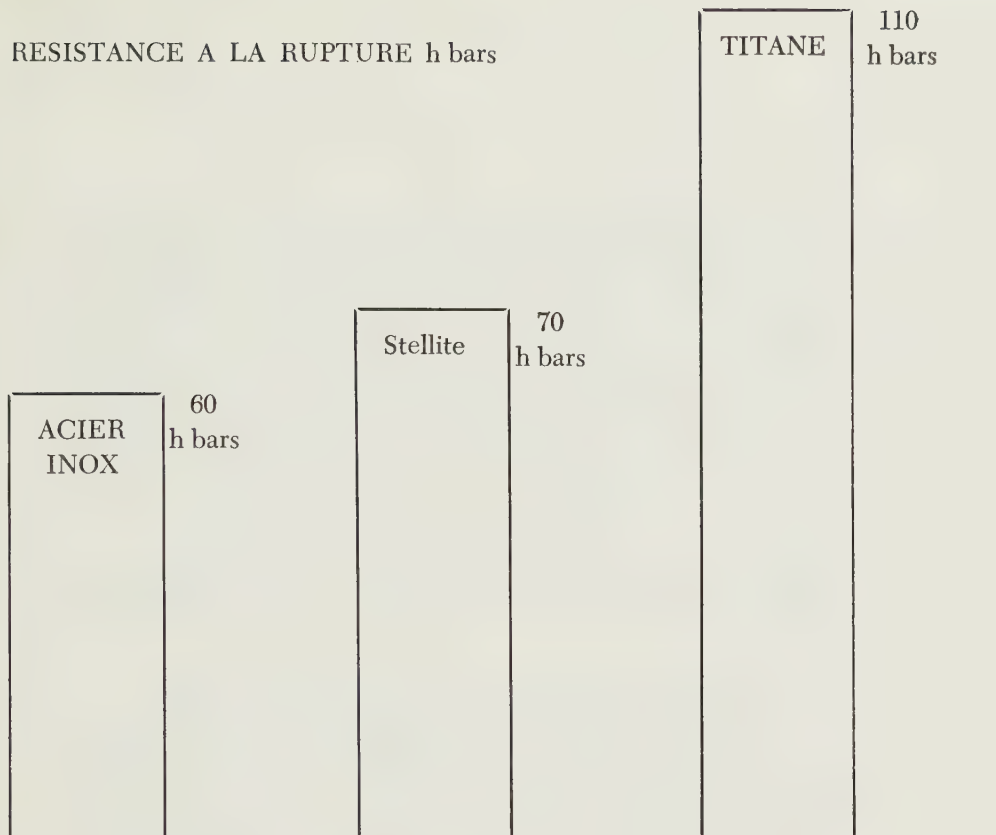
Pour éviter la prise de jeu des implants et l'épaississement du tissu fibreux d'interface nous avons vu que l'intertolérance devait être la meilleure possible. Mais ceci ne suffit pas. Il importe également d'assurer à l'implant une stabilité mécanique immédiate la meilleure possible pour permettre une stabilité définitive.

Pour cela, la forme à donner à l'implant ainsi que la technique chirurgicale d'implantation revêtent une importance particulière.

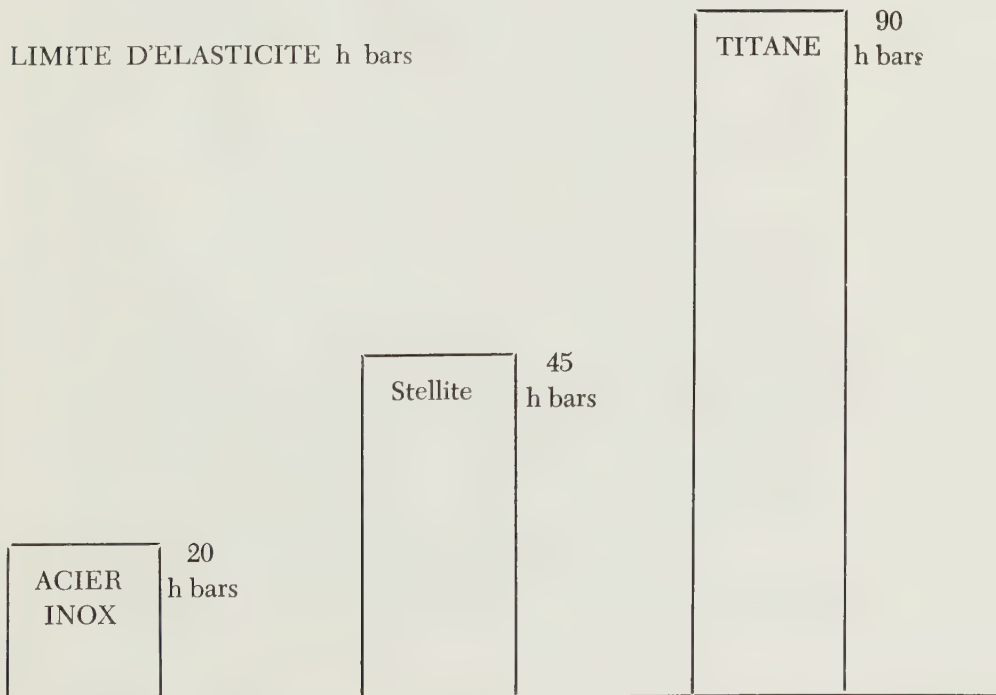
a) La forme du cotyle prothétique.

L'os étant capable de repousser et d'épouser la forme du matériau implanté, beaucoup de chercheurs ont imaginé d'implanter des matériaux poreux ou rugueux.

RESISTANCE A LA RUPTURE h bars



LIMITE D'ELASTICITE h bars



TABEAU 1 : Résistance à la rupture et limite d'élasticité comparées de l'acier inox, du stellite et du titane.

Il est indispensable à ce propos d'insister sur le phénomène suivant : toute aspérité, tout angle aigu est un point d'attaque de corrosion qui risque d'entraîner le bris d'un implant oxydable. A part les matériaux céramiques qui sont à l'abri de la corrosion, les alliages métalliques peuvent être corrodés. Pour l'éviter au maximum, non seulement leur surface doit être indemne de marque de fabrique ou de numéro, mais elle doit être lisse et la plus plane possible. Dans l'industrie aéronautique on insiste beaucoup sur la nécessité d'obtenir un poli spéculaire ou poli miroir. Il semblerait donc que les matériaux métalliques poreux sont éminemment corrodables. Mais leur autofixation, lorsqu'ils sont lisses présente une difficulté supplémentaire.

Le cotyle en alumine à ancrage direct a une forme hémisphérique non seulement pour conserver la forme du cotyle osseux mais parce que cette forme assure le mieux la répartition des pressions unitaires. Un cotyle carré ou cylindrique présente des angles. Tout angle serait à l'origine d'un contact linéaire, sinon ponctuel, avec perte d'uniformité des pressions.

Mais une forme hémisphérique ne donne pas un bon blocage dans le creusement hémisphérique réalisé dans l'os iliaque. C'est son inconvénient par rapport à un cotyle carré ou cylindrique qui se bloquera d'emblée dans le creusement carré ou cylindrique, surtout si on l'implante en force.

Pour pouvoir conserver cette forme il était donc indispensable de prévoir un système de blocage. Un axe de 10 mm de diamètre sur 12 mm de long a été placé au sommet de la convexité du cotyle. Lorsque le creusement était effectué correctement sur un cotyle osseux d'architecture normale, la fixation immédiate était bonne ; le cotyle prothétique était le plus souvent très stable, mais pas toujours ; les succès obtenus invitaient à poursuivre, les échecs à améliorer la méthode de fixation.

Il devint évident qu'un axe situé au sommet de la convexité ne bloquait pas la possible rotation sur l'axe lors des mouvements de la hanche.

D'autre part, en cas de cotyle dysplasique, non seulement très plat mais mince, le creusement obtenu ne permettait pas une couverture de la totalité du cotyle prothétique. Mal fixé, le cotyle risquait de basculer. Cet incident a été contrôlé parfois en per-opératoire, d'autres fois en post-opératoire, et a conduit à créer une butée osseuse ou une butée en ciment acrylique, ce qui, bien sûr, n'est pas le but de la méthode !

Deux améliorations ont été alors apportées :

— La création d'un cotyle plus petit pour les hanches dysplasiques, réalisation dont le besoin a été déjà ressenti par beaucoup de chirurgiens pour tout autre cotyle, plastique ou métallique fixé par ciment.

— La création de trois axes au lieu d'un. Ceux-ci bloquent la rotation axiale et empêchent la bascule. L'un des axes est situé au sommet de la convexité du cotyle prothétique et rentrera dans l'orifice-guide de la fraise. Les deux autres lui sont parallèles et en situation assez éloignée du premier et l'un de l'autre pour laisser entre eux une épaisseur d'os suffisante. Ils se fixeront dans le toit du cotyle osseux.

Les cinquante derniers cotyles de cette forme n'ont plus posé de problèmes de capotage per ou postopératoires mais nécessitent une technique chirurgicale rigoureuse et une instrumentation ancillaire adaptée.

b) La structure du cotyle est celle de l'alumine dense.

Elle n'a donc aucune porosité. Les travaux de HULBERT (12) ont montré l'existence de repousse osseuse dans la porosité de différents matériaux céramiques. Dernièrement, avec LYING (14), il a montré que cette repousse osseuse se faisait même sous contrainte de pression après bonne fixation mécanique du matériau implanté. Elle était de plus améliorée. (Expérience faite sur un plateau tibial de chien).

Déjà BOUTIN (3) a écrit qu'il était difficilement réalisable d'obtenir un cotyle ayant de l'alumine dense à sa concavité

et de l'alumine poreuse à sa convexité. D'autre part, il est incontestable que plus la porosité augmentera, moins la solidité de l'implant sera bonne ; ce qui est également vrai pour les métaux.

C'est pourquoi BOUTIN a préféré couvrir la convexité du cotyle par des sillons. Dans une première série d'implantations (un peu plus de 100 cotyles) des sillons avaient été dessinés de 1 mm de large sur 1 mm de profondeur, séparés les uns des autres par 1 mm de matière. Ces sillons étaient parallèles entre eux et parallèles à l'équateur du cotyle.



FIG. 2. — *Cotyle à ancrage direct, à un axe.*

Actuellement, ils sont disposés radialement. En effet, la repousse osseuse avait été constatée lors des implantations des premiers cotyles à un axe et à sillons diamétralement disposés. Mais cette repousse était souvent incomplète, se faisant dans l'épaulement supérieur et à l'extrémité de l'axe. Il a semblé également qu'une certaine « impression » dans l'os s'ajoutait à une incontestable repousse. La disposition radiale des sillons favorise cette impaction dans l'os. Elle s'ajoute également comme élément de meilleure fixation mécanique immédiate. Elle a malheureusement l'inconvénient, lorsque le cotyle est implanté de manière très précise de ne



FIG. 3. — *Cotyle à ancrage direct, à trois axes.*

plus permettre de voir la repousse osseuse s'effectuer car ces sillons semblent d'emblée totalement comblés.

En conclusion de cette étude de forme et de structure à propos de la pièce cotyloïdienne, BOUTIN pense :

— que la forme hémisphérique du cotyle est la meilleure pour obtenir une bonne répartition des pressions unitaires ;

— que la repousse osseuse est possible dans les sillons, évitant les structures poreuses difficiles à réaliser dans l'alumine et la fragilisant.

La tolérance de l'implant étant acquise, sa forme et sa structure lui permettant d'avoir une fixation mécanique immédiate stable, celle-ci dépend aussi, comme nous l'avons dit, de la rigueur de la technique d'implantation. C'est là une notion fondamentale, le chirurgien doit se transformer en ajusteur. Le ciment permet l'a peu près, c'est un adaptateur de formes. Sans ciment les deux formes doivent s'adapter parfaitement par un ajustage serré.

III. — TECHNIQUE CHIRURGICALE

La voie d'abord employée est externe, verticale, avec division du fascia lata en bas de l'incision et des fibres du grand fessier à sa partie supérieure.

Les muscles pelvitrochantériens sont sectionnés au bistouri électrique aux bords antérieur et supérieur du grand trochanter, en évitant si possible la section de l'artère circumflexe postérieure.

La capsule est dégagée et ouverte, et la tête fémorale luxée. Avec un fort crochet une traction vers soi est exercée sur le col pour bien dégager l'accès du cotyle. Les muscles sont maintenus écartés à l'aide de deux grosses broches fixées dans le toit du cotyle. La position de ces broches doit être telle qu'elles ne risquent pas d'être atteintes par le creusement. La tête est sectionnée à la scie de Gigli au ras du cartilage.

La taille du cotyle est appréciée afin de décider de celle du creusement. Dans la plupart des cas le choix se portera sur une fraise de 48 mm pour placer une pièce de 48 mm. Rarement, le creusement sera plus grand. Parfois, il sera plus petit, dans les dysplasies.

A l'aide d'un guide de perçage, positionné à 45° sur l'horizontale et en légère antéversion, un orifice de 8 mm est foré au fond du cotyle. Ce canal servira de guide à la fraise. Cette fraise, à couteaux au carbure de tungstène, présente en effet un axe de 8 mm de diamètre sur 15 mm de longueur. Cet axe est introduit dans le canal et le creusement est effectuée à l'aide d'un puissant moteur électrique tournant assez vite (900 tours/minute) pour assurer un creusement très régulier.

Au début, le geste demande de la force pour attaquer l'os éburné et dur de l'arthrose. Ensuite, il doit devenir très

prudent pour éviter un creusement trop profond, voire un effondrement de la paroi osseuse. C'est pourquoi il est utile de retirer deux ou trois fois la fraise et d'apprécier dans le canal guide l'épaisseur restante de l'os. Habituellement, BOUTIN laisse une épaisseur de l'ordre de 5 à 6 mm.

Une fois ce creusement effectué, on constate que dans presque tous les cas on se trouve en zone spongieuse sur près des trois quarts de la surface.

L'os, en bouillie, produit par le fraisage est conservé dans une cupule.

Le masque de perçage vient alors remplacer la fraise. Il est muni d'un axe qui pénètre dans le canal osseux et de deux canaux guides. Il est positionné manche vertical et le forêt long est introduit dans le premier canal. Une fois l'orifice creusé on y fait pénétrer un axe métallique de blocage. On fore alors le deuxième canal et l'on retire l'ensemble.

Trois canaux sont donc creusés au fond du cotyle osseux, destinés à recevoir les trois axes que présente la convexité du cotyle prothétique.

Le produit de creusement et du spongieux prélevé à la curette dans le col sont mélangés, tassés et introduits dans les sillons du cotyle prothétique à l'aide d'une petite spatule. C'est ce que BOUTIN appelle « le ciment biologique ».

La pièce prothétique est alors présentée et introduite à la main. Une fois les trois axes pénétrés dans les trois canaux l'impacteur est mis en place et du plat de la main, fermement, le cotyle prothétique impacté.

On note alors sa stabilité. Avec un bon creusement, le blocage cotyloïdien est habituellement excellent.

Des cas particuliers peuvent se présenter :

1) Cet ancrage direct est pratiquement impossible avec ce cotyle hémisphérique dans les protusions acétabulaires et dans les reprises d'arthroplasties avec ciment où ce dernier a usé l'os au point même que parfois il est réduit à une mince lamelle proche de l'effondrement.

2) Cet ancrage direct est possible mais plus difficile dans les dysplasies de la hanche.

— Dans les luxations congénitales hautes, le creusement à la place normale doit être démarré au ciseau frappé, puis continué à la fraise avec beaucoup de prudence car l'on a peu de résistance. Dans la plupart des cas, il faut aussi employer un cotyle de petite taille. Le creusement est habituellement complet et le cotyle prothétique bien recouvert.

— Dans les luxations appuyées en position intermédiaire le creusement est parfois un peu plus difficile à effectuer. L'os est souvent étroit en tous plans et le risque d'effondrement doit être présent à l'esprit en permanence. Bien souvent un creusement important n'est pas possible et le cotyle prothétique ne sera pas totalement recouvert.

Dans ces circonstances il est facile de prélever, soit sur la tête fémorale soit sur la couronne ostéophytique du cotyle osseux une forte butée osseuse que l'on fixera au dessus du cotyle prothétique par vissage. Les trois axes du cotyle plus la butée vissée assurent alors une bonne stabilité.

Le cotyle une fois en place on se reporte sur l'extrémité supérieur du fémur pour y placer la queue soit cimentée classique, soit sans ciment. Cette dernière est encore expérimentale et n'est pas l'objet de ce travail. Nous voulons simplement préciser que la queue doit être enfoncée avec une certaine force et que ceci est devenu possible sans risque de fragiliser la liaison alumine-métal depuis que la tête est vissée à la queue, une fois cette dernière mise en place, comme nous l'avons déjà dit.

Les muscles sont suturés au matériel irrésorbable sur deux drains de Redon.

Dans certains cas particuliers, BOUTIN pense que l'arthroplastie totale doit être précédée d'une autre intervention portant sur le fémur, sur l'os iliaque, voire sur les deux dans des cas très particuliers :

1) Malades ayant subi une ostéotomie de Shanz, voire une ostéotomie trop basse de varisation. Il faut d'abord remettre l'extrémité supérieure du fémur dans l'axe par une désostéotomie.

2) Malades ayant une luxation haute ou intermédiaire avec bassin étroit, cotyle très dysplasique ou presque inexistant et tête fémorale trop latérale. On doit envisager préalablement une médialisation de la tête par ostéotomie pelvienne du type Chiari.

3) Dans certains cas, heureusement assez exceptionnels, ces deux interventions doivent être effectuées avant l'arthroplastie totale.

IV — SOINS POSTOPERATOIRES

L'opéré est levé dans un fauteuil le deuxième jour postopératoire.

Il suit chaque jour au lit des séances de kinésithérapie. Dans le cas de cette intervention dont les premiers effets sont d'abolir la douleur et de redonner un certain jeu articulaire, les règles de prudence et de modération dans la progression des exercices ne sauraient être négligées. Le travail de cette première période est surtout orienté vers l'entretien musculaire et, à un degré moindre, vers la recherche de la mobilité. Il consiste donc en :

- massages des adducteurs, du quadriceps et des ischio-jambiers, de la jambe et du pied pour faciliter le retour veineux ;
- contractions statiques volontaires qui doivent être répétées par le malade souvent dans la journée, associés à des mouvements actifs des articulations distales ;
- mobilisation active de la hanche faite avec l'aide manuelle du kinésithérapeute, c'est-à-dire aidée et contrôlée, avec prédominance donnée aux exercices de mobilité sur la recherche des amplitudes. Le mouvement d'abduction doit être le plus prudent afin de ménager la zone de suture des muscles pelvitrochantériens, et ceci pendant le premier mois postopératoire ;
- la mobilisation passive n'est pas utilisée dans cette rééducation postopératoire. Tout au plus peut-on faire faire de courtes séances de plat-ventre à la recherche de l'extension, si l'état de la hanche contro-latérale le permet.

La kinésithérapie postopératoire précoce doit donc être modérée, adaptée, suffisante cependant pour permettre la reprise de la station debout qui se fera vers le quarantième jour avec cannes anglaises et appui partiel sur le membre opéré.

Enfin l'appui total avec cependant l'aide d'une canne simple au début, se situe vers le soixante-dixième jour.

Cette période de verticalisation peut être avancée (30^e jour postopératoire) et grandement facilitée si l'opéré bénéficie d'un traitement en centre de rééducation avec possibilité de marche en eau profonde et travail actif de la hanche opérée dans l'eau.

Les chiffres donnés sont assez arbitraires. BOUTIN les avait fixés il y a quatre ans pour ses premiers cas au quatre-vingt-dixième jour postopératoire pour l'appui total et les a donc un peu raccourcis.

Il est évident que l'épaisseur du tissu fibreux d'interface sera fonction des micro mouvements imposés à l'implant et qu'il importe de laisser le temps à l'os, par une rééducation prudente et bien conduite, de bien se fixer à la pièce implantée.

V — RESULTATS

A. - RESULTATS CLINIQUES.

Pendant la période allant d'avril 1971 à mars 1975, BOUTIN a pratiqué 150 arthroplasties de hanche par prothèse totale avec ancrage direct du cotyle en alumine.

Les femmes dont la moyenne d'âge est de 53 ans représentaient 57 % des opérés. Les hommes (43 %) avaient en moyenne 58 ans.

La moyenne d'âge générale est sensiblement plus basse que celle des opérés ayant subi une arthroplastie à cotyle cimenté, car l'on espère bien sûr, en se passant du ciment, obtenir une meilleure tolérance et une meilleure fixité du matériau implanté.

Les hanches à architecture normale étaient au nombre de 93 (62 %), les hanches à architecture anormale au nombre de 57 (38 %).

La différence d'âge entre les hommes et les femmes s'explique facilement par le fait que celles-ci, plus touchées par les malformations congénitales, doivent être opérées plus tôt.

A noter que 17 opérés ont subi une intervention bilatérale.

A partir de mai 1973, c'est-à-dire après 75 interventions, l'ensemble prothétique cervico-céphalique qui était composé d'une queue en acier inoxydable solidarisée à la tête en alumine par une résine époxy, a été remplacé par un ensemble queue titane-tête alumine, uni grâce à la liaison intime de l'alumine et du titane dont nous avons déjà parlé, la tête étant d'abord directement fixée à la

queue puis, maintenant vissée après enfoncement de la queue dans la diaphyse fémorale. On a déjà dit l'intérêt de la queue en titane : sa légèreté, sa tolérance, son élasticité qui se rapproche le plus de celle de l'os ; toutes qualités qui semblent éliminer les incidents liés à une mauvaise fixation de la queue, en attendant de parfaire encore celle-ci par une fixation directe aux corticales diaphysaires.

En effet, trois résultats mauvais ou médiocres, au bout d'un an et plus, sont liés soit à une désunion de la tête et de la queue, soit à une mauvaise fixation de la queue en acier inoxydable.

Sont, d'autre part, à déplorer, quatre décès post-opératoires dont on sait seulement à propos du cotyle prothétique qu'il était stable en peropératoire.

Restent donc 143 dossiers qui nous permettent d'apprécier, à court et à long terme, la valeur de l'ancrage direct du cotyle.

1. — Appréciation de la stabilité de la fixation mécanique immédiate du cotyle.

a) Cotyle à un axe.

Nous disposons de 106 dossiers permettant d'apprécier la stabilité de la fixation mécanique immédiate, stabilité contrôlée en peropératoire et jusqu'à la remise en charge avec appui total sur le membre opéré.

● On compte 11 échecs plus ou moins importants de fixation.

Dans 8 cas il s'agissait d'une coxarthrose sur dysplasie et le creusement du cotyle osseux avait été :

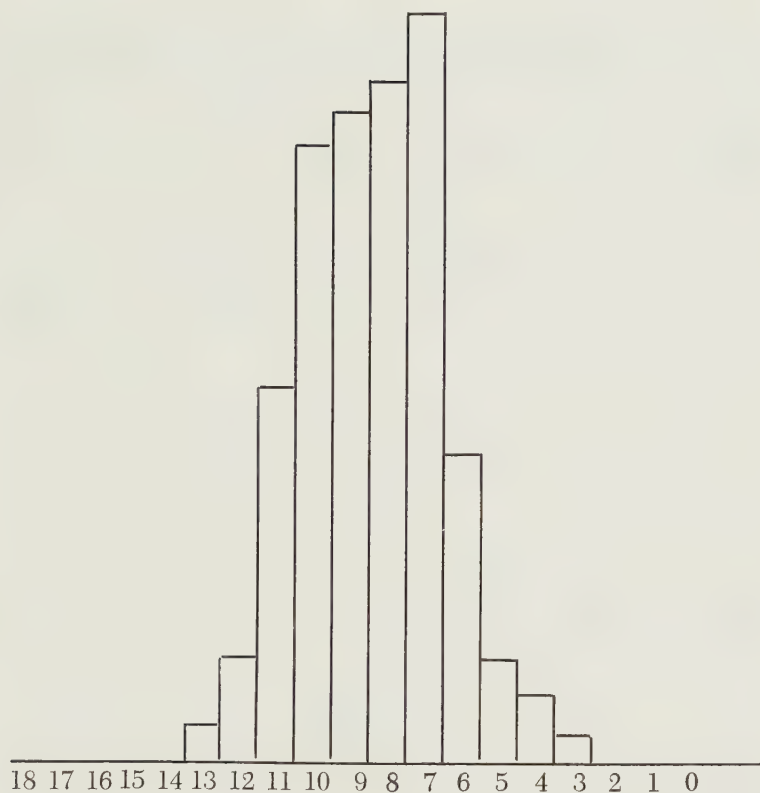


TABLEAU N° 2. — *Etat préopératoire des 150 hanches opérées*
(cotation chiffrée de Merle d'Aubigné)

— soit insuffisant (1 cas), nécessitant l'implantation d'un cotyle cimenté à deux mois ;

— soit trop important (4 cas), nécessitant (3 fois) l'apport de ciment pour obtenir un bon blocage de la pièce prothétique ;

— soit satisfaisant (3 cas) mais l'implant n'était toutefois pas stable pour le premier, ou même capotait au 4° jour postopératoire pour le deuxième, au 6° jour pour le troisième, nécessitant finalement aussi l'apport de ciment.

Dans 2 cas, le cotyle osseux n'était pas dysplasique, mais la pièce cotyloïdienne soit n'était pas stable en peropératoire, soit capotait au bout d'un mois (dans ce cas il s'agissait toutefois d'une fracture du cotyle ancienne, donc d'un bassin modifié), et les implants devaient finalement être cimentés.

Dans 1 cas, coxarthrose sur dysplasie, le mauvais blocage ayant été constaté en peropératoire, on préférait immobiliser 20 jours le membre opéré plutôt que d'avoir recours au ciment.

Il est à remarquer que 2 dossiers restent utilisables pour l'appréciation à long terme puisque le ciment n'a pas été utilisé.

● On compte aussi 5 cas où le problème d'une infection s'est posé, mais où un échec de fixation mécanique immédiate n'a pas toujours été écarté. Ainsi :

— Une luxation de la prothèse au 12^e jour postopératoire. La réduction est suivie d'un hématome qui s'infecte avec capotage du cotyle et il est finalement nécessaire de pratiquer l'ablation du matériel prothétique. (Il s'agissait d'une coxarthrose sur subluxation congénitale) ;

— Une mauvaise fixation du cotyle que l'on cimente au 9^e mois. La bactériologie s'avère négative mais l'ablation de la prothèse est nécessaire à 3 ans, et l'on note la présence de tissus anormaux, sans toutefois trouver de germe.

— L'apparition de douleurs au bout de 6 mois, nécessitant la reprise de l'intervention au bout de 2 ans avec mise en place d'un cotyle cimenté. L'analyse bactériologique du liquide intra articulaire montrait la présence d'enterobacter, mais l'anatomo-pathologie ne faisait pas la preuve de l'infection. Macroscopiquement, il n'y avait pas de repousse osseuse dans les rainures de la convexité du cotyle, mais présence d'une mince couche de tissu conjonctif dense.

— L'apparition de douleurs nécessitant la mise en place d'un cotyle cimenté au bout d'un an et là non plus l'infection ne fait pas sa preuve puisque l'examen anatomo-pathologique ne prouve pas qu'il s'agit d'une inflammation en rapport avec une étiologie infectieuse malgré le caractère louche du liquide intra articulaire. Il existe par contre un tissu conjonctif de 1 mm d'épaisseur sur la convexité du cotyle, tissu mobile par rapport à l'os. Il n'y a donc pas de repousse osseuse.

— Une bascule du cotyle implanté au bout d'un an avec abcès au niveau de la cicatrice.

Au total l'infection est certaine dans 2 cas (2%), les 3 autres cas pouvant être classés avec les échecs de fixation immédiate, soit 14 sur 106 cotyles à un axe (13%).

Il faut remarquer que dans 11 cas (dont 1 sepsis) la hanche opérée était d'architecture anormale, ce qui explique en partie la difficulté d'implantation de la pièce cotyloïdienne et son mauvais blocage.

A noter :

— 1 cas de bris de prothèse que l'on met en évidence au 6^e mois postopératoire et qui reste bien toléré plus de 2 ans, la zone d'appui (les 2/3 supérieurs) du cotyle restant bien fixée, mais la tête en alumine finissant par s'user dessus.

b) Cotyle à 3 axes.

Nous disposons de 37 dossiers parmi lesquels aucun échec de fixation mécanique immédiate n'est à noter. L'architecture de la hanche opérée était pourtant anormale dans 16 cas.

Ceci permet de penser que l'implantation d'une pièce cotyloïdienne à 3 axes est bien meilleure.

Les problèmes de technique chirurgicale de mise en place du cotyle résolu, les dangers de l'infection écartés, la fixation à long terme de la pièce prothétique dépend de cette bonne fixation mécanique immédiate.

	SUCCE S DE LA METHODE	ECHECS DE LA METHODE	INFECTION	MORT POST-OP.	ECHECS IMPUTABLES A LA QUEUE de PROTHESE	BRIS DE PROTHESE
COTYLES A 1 AXE	89	14	2	2	3	1
COTYLES A 3 AXES	37	0	0	2	0	0

TABLEAU N° 3. — *Résultats immédiats de l'ancrage pour les 150 hanches opérées.*

2. — Appréciation de la stabilité à long terme.

3 opérés n'ont pu être revus en raison de leur décès, sans rapport avec l'intervention.

76 hanches opérées, avec bonne fixation mécanique du cotyle, ont un recul d'au moins 1 an, 4 ans au plus (comprises les deux hanches opérées avec fixation mécanique insuffisante peropératoire du cotyle mais pour lesquelles malgré tout le ciment n'a pas été utilisé, puisque la stabilité de la fixation a fait sa preuve lors de la remise en charge).

Il serait difficile, dans le cadre de ce travail, de tenir compte dans l'appréciation des résultats cliniques, c'est-à-dire de la qualité de l'ancrage, de tous les facteurs secondaires ayant une action sur la fonction de la hanche (l'uni ou la bilatéralité de la maladie, l'âge, le poids de l'opéré, sa volonté de récupérer après l'intervention, etc...)

Nous reprendrons donc la cotation de MERLE d'AUBIGNE pour l'évaluation de la fonction de la hanche

(douleur, mobilité, marche-stabilité), en sachant toutefois que c'est la stabilité de l'appui monopode qui renseigne le mieux sur la qualité de l'ancrage.

La stabilité de l'appui monopode est la possibilité pour l'opéré de se tenir sur le membre opéré pendant au moins 5 secondes en levant l'autre membre et sans utiliser les membres supérieurs à la recherche d'un appui.

● Avec un recul de 4 ans :

1 très bon résultat.

● Avec un recul de 3 ans et plus :

19 excellents, très bons et bons résultats ;

2 résultats passables :

— l'un est dû à la présence d'ossifications péri-articulaires (déjà présentes avant l'intervention) qui diminuent la mobilité en flexion de la hanche opérée ;

— l'autre à un début de capotage du cotyle qui avait été implanté trop verticalement, ce qui entraîne chez cet opéré, douleurs et diminution de la mobilité.

● Avec un recul de 2 ans et plus :

29 excellents, très bons et bons résultats ;

2 résultats passables :

— l'un est dû à une mauvaise mobilité ;

— l'autre, noté 6 mois après l'intervention, n'a toutefois pas été confirmé car l'opéré n'a pas été revu.

● Avec un recul de 1 an et plus :

20 excellents, très bons et bon résultats ;

2 résultats passables : chez ces opérés, les deux hanches étaient atteintes et la cotation de la « marche-stabilité » est malgré tout en amélioration ;

1 résultat médiocre : avec douleur et appui instable. Une réintervention sera nécessaire pour enfoncer plus la queue de prothèse, probablement à l'origine de l'instabilité.

Au total, 69 hanches opérées sur 76, soit 91 %, ont un appui monopode stable après au moins un an et leur état s'améliore de façon continue.

Elles font donc la preuve de la qualité de l'ancrage direct du cotyle prothétique.

Le fait essentiel est que, la stabilité de la fixation mécanique immédiate étant acquise, cette stabilité se confirme dans les mois et les années suivantes.

RESULTATS	4 ANS	3 ANS	2 ANS	1 AN	TOTAL
EXCELLENTS (cotation : 18)		13	13	3	SUCCES 69 soit 91 %
TRES BONS (cotation : 17)	1	4	6	9	
BONS (cotation : 16, 15 +)		2	10	8	
PASSABLE (cotation 15 —, 14, 13)		2	2	2	ECHECS 7 soit 9 %
MEDIOCRE (cotation 12, 11, 10, 9)				1	

TABLEAU N° 4. — *Résultats après au moins 1 an pour les 76 hanches opérées avec bonne fixation mécanique du cotyle.*

(Cotation chiffrée de MERLE d'AUBIGNE)

B. — RESULTATS RADIOLOGIQUES.

L'examen radiographique reste le plus employé et le plus commode pour juger de la stabilité d'une fixation.

Il a été décrit abondamment pour les cotyles et queues fixés par ciment et le signe le meilleur de descellement reste la présence ou non d'un liséré entre l'os et la pièce. Mais ceci n'est pas suffisant, malheureusement, pour avoir une certitude.

D'autres méthodes ont été décrites : l'arthrographie, l'échographie. Nous ne les avons pas employées.

Première étape. — Le cotyle à un axe.

Sur le plan de la technique chirurgicale, il importe de noter que ces cotyles étaient placés à l'aide d'une fraise de CHARNLEY, agrandi ensuite par une fraise de 50. L'ajustage était donc approximatif et la radiographie montrait souvent en postopératoire un liséré net entre l'os et la pièce.

Cette approximation a eu cependant l'incontestable avantage de montrer l'existence indiscutable de la repousse osseuse par la disparition progressive au long des mois et des années, de ce liséré. Elle a permis également de noter qu'à la repousse osseuse s'associait un léger degré d'impaction de la pièce dans l'os.

Il a été constaté également que, même dans des résultats cliniques excellents, il existait parfois un liséré de quelques 1/10^e de millimètre. Ceci tend donc à prouver qu'il existe toujours un tissu fibreux d'interface, plus ou moins épais, plus ou moins visible à la radio et que son existence n'est, en aucun cas, signe d'échec de l'implantation.

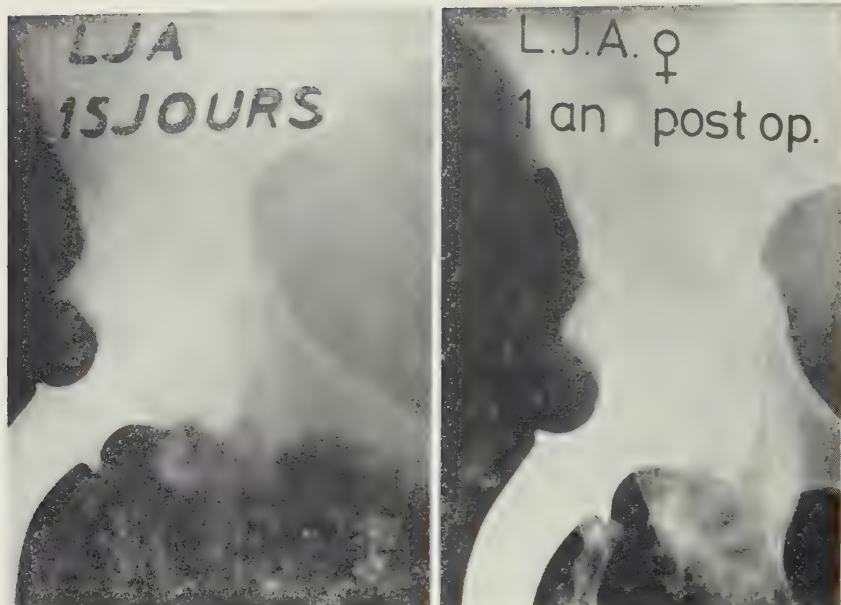


FIG. 4. — Ancrage parfait avec excellente repousse osseuse.

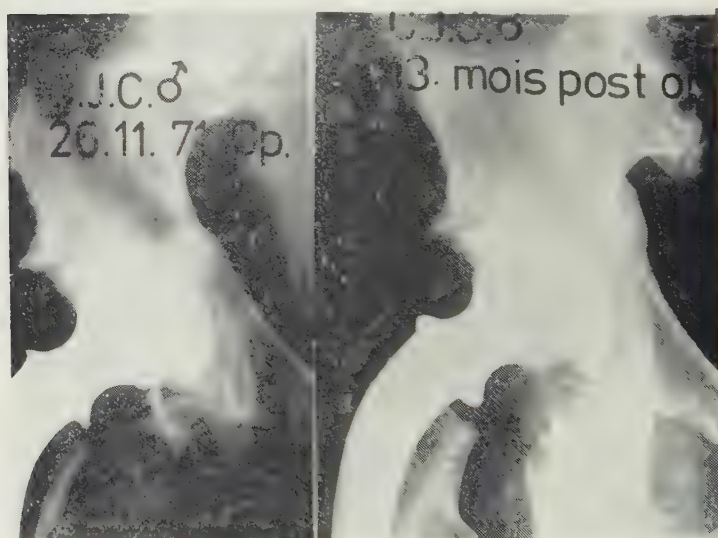


FIG. 5. — Bon ancrage mais liseré net à l'extrémité de l'axe et à la partie inférieure du cotyle.



FIG. 6. — Bon ancrage. Disparition de la géode située dans l'épaulement.

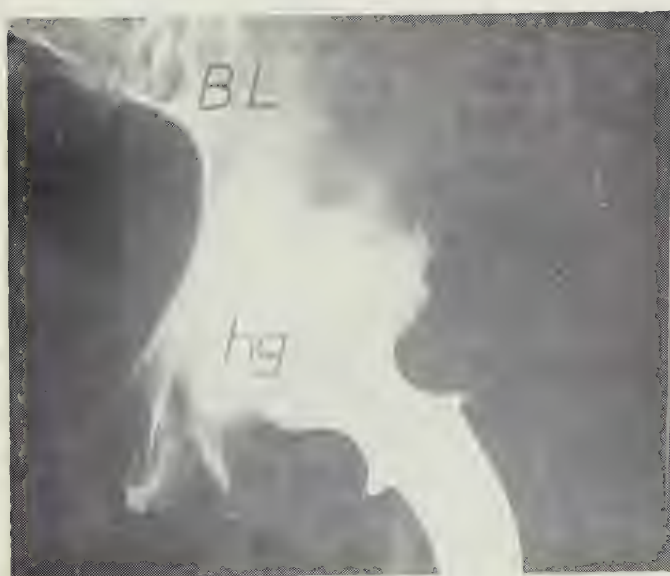


FIG. 7. — Absence évidente d'ancrage du cotyle : « Pseudarthrose lâche ».

Il semblerait que ce soit l'épaisseur de ce tissu qui conditionne le résultat. S'il est très épais et qu'il autorise un jeu de la pièce par rapport à l'os, on tombe dans le cadre de la « pseudarthrose lâche » avec son manque d'appui franc. C'est à une « pseudarthrose serrée » et définitive qu'il faut tendre.

La réaction de l'os à l'implant est plus facile à apprécier. Il a été plusieurs fois constaté la disparition des géodes que l'on notait en préopératoire.

Ceci semble témoigner d'une bonne répartition de la pression du cotyle prothétique.

D'autre part, on note que la repousse osseuse et l'impaction sont maximum dans l'épaulement situé en haut, entre l'axe et la convexité adjacente du cotyle. Dans tous les bons cas les sillons de l'axe sont toujours comblés.

Nous n'avons pratiquement jamais constaté de densification osseuse analogue à celle que l'on note toujours ou presque dans les arthroses de hanche. Ceci semblerait indiquer que la répartition des pressions est rendue uniforme par la convexité du cotyle prothétique.

Deuxième étape. — Le cotyle à trois axes.

La phase expérimentale précédente a été d'un grand secours car les constatations que nous avons faites ne peuvent plus être notées avec le cotyle à 3 axes. On ne voit plus de liséré postopératoire. On ne voit donc plus de comblement se faire au long des mois et des années qui suivent l'implantation.

La raison en est simple : le cotyle est implanté par ajustage strict grâce à une instrumentation très adaptée.



FIG. 8. — Excellente repousse osseuse en particulier sur l'axe et dans l'épaulement supérieur.



FIG. 9. — Cotyle à trois axes. Meilleure fixation mécanique immédiate. Pas de liséré postopératoire.

CONCLUSIONS

L'avenir de la fixation des pièces implantées est probablement le principal problème posé au chirurgien pratiquant une arthroplastie de hanche par prothèse totale.

A propos de la prothèse totale à couple alumine-alumine avec pièce cotyloïdienne non cimentée, la difficulté était dans la recherche d'une union intime, que l'on voudrait définitive ou du moins suffisamment longue, entre le cotyle implanté et l'os.

Cette fixité de l'implant obtenue par repousse osseuse à sa surface devient possible aux conditions suivantes :

- 1) Parfaite tolérance de l'implant par l'organisme.
- 2) Absence de détérioration de l'implant à longue échéance par corrosion.
- 3) Forme et structure adaptées du matériau implanté.
- 4) Technique chirurgicale rigoureuse, ajustage précis, à la recherche d'une fixation immédiate et d'un positionnement parfaits de l'implant.

Ces conditions remplies, la qualité de l'ancrage à l'os du cotyle en alumine se confirme dans les années qui suivent l'intervention.

Rien ne permet encore d'affirmer que les résultats seront meilleurs que ceux obtenus avec la fixation par ciment acrylique, mais il est permis de penser que la tolérance lointaine d'un matériau minéral sera meilleure que celle d'un matériau organique.

La comparaison entre les deux méthodes ne pourra se faire que lorsque nous aurons un recul plus important.

BIBLIOGRAPHIE

1. ARAGON (P. J.) et HULBERT (S. F.). — Corrosion of Ti Al 6 V 4 in simulated Body Fluids and bovine plasma. *J. of Biomed. Mat. Res.*, 1972, **6**, 155-164.
2. BOUTIN (P.) — L'Alumine et son utilisation en chirurgie de la hanche. *La Presse Médicale*, 20 mars, **79**, 14, 1971.
3. BOUTIN (P.) — Arthroplastie totale de la hanche par prothèse en alumine frittée. Etude expérimentale et premières applications cliniques. *Revue de Chirurgie orth.*, 1972, **58**, 229-246.
4. CHADOUTAUD (F.) — Etude anatomo-clinique des 335 premières prothèses totales de hanche sans ciment du Professeur R. JUDET. *Thèse méd.* Paris-Ouest, 1974 n° 38.
5. CHARNLEY (J.) — Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet*, 1129-1132, 1961.
6. CHARNLEY (J.) — Communication au Dr P. BOUTIN, (1974).
7. CHARNLEY (J.) — The reaction of Bone to Self-curing acrylic cement. *Journal of Bone an Joint Surg*, 1970, **52B**, 340-353.
8. GRISS (P.) — Experimental analysis of ceramic. Tissue Interactions. A morphologic, fluorescenscopic and radiographic study on dense alumina oxyde ceramic in various animals. *Fifth International Biomaterials Symposium*. (April 73). Clemson University, Clemson, South Carolina. édit.
9. GRISS (P.) et coll. — Recherche expérimentale sur la compatibilité avec les tissus des particules d'alumine arrachées par usure. Communication au Dr P. BOUTIN (1973).
10. HABOUSH (E. J.) — A new operation for arthroplasty of the hip based on biomechanics, photoelasticity, fast-setting dental acrylic, and over considerations. *Bull. Hosp. joint Dis.* **14** : 242-277. 1953.

11. HULBERT (S. F.) Prosthesis and tissue, the interface problem. *Fifth International Biomaterials Symposium* (April 73). Clemson University, édit., Clemson, South Carolina.

12. HULBERT (S. F.), KLAWITTER (J. J.) et LEONARD (R. B.) — Use of porous ceramics as surgical implants. A publication of. *Year Book Medical Publishers, Inc.* Chicago, Illinois, 1971.
 HULBERT (S.F.), MORISSON (S. J.) et KLAWITTER (J. J.) — Compatibility of porous ceramics with soft tissue application to tracheal prosthesis. Paper presented at Engineering Foundation Research Conference « *Engineering in Medicine, Bioceramics* ». Henniker New Hampshire, août 70.
 HULBERT (S. F.), YOUNG (F. A.), MATHEWS (R. S.), KLAWITTER (J. J.), TALBERT (C. D.) et STELLING (F. H.) — Potential of ceramics materials as permanently implantable skeletal prosthesis. Paper presented at Second Materials Engineering and Sciences Conference at the February, 1970, *National Meeting of the American Institute of Chemical Engineers*, Atlanta, Georgia.
 HULBERT (S. F.), KLAWITTER (J. J.), TALBERT (C. D.) et FITTS (C. T.) Materials of construction for artificial Bone segments. Reprinted from : Research in dental and medical materials. *Plenum Press*, 1969.

13. LEINBACH (I. S.) — Prostheto-plasty for the treatment of the arthritis of the human hip. 2nd Congress. *Western Pacific Association*, Hong-Kong, 1968.

14. LYING (S.), SUDMANN (E.), HULBERT (S. F.) and SAUER B. W.) — Fixation of permanent orthopaedic prosthesis use of ceramics in the tibial-plateau. Central Institute for Industrial Research, and Oslo University Orthopaedic Hospital Sophies Minde, Oslo, Norway, and Clemson University, Clemson, South Carolina, U.S.A. *Acta orthop. scand.* **44**, 694-701, 1973.

15. MAC KEE (G. K.) et WATSON-FARRAR (J.) — Replacement of arthritis hip by the Mc Kee-Farrar prosthesis *J. Bone and Jt Surg.*, **48-B**, 245-259, 1966.

16. WILES (P.) — The Surgery of the osteo-arthritic hip. *Brit. J. Surg.*, **45**, 488-497, 1958.

17. WOLKOW (M. W.) — Alloplastik von Matallgelenken. *Acta Orthop. Scand.*, **40**, 571-576, 1969.

Vu : Le Président de thèse

Professeur R. JUDET

Vu : Le Doyen

Professeur P. CASTAIGNE

Vu : Le Président de l'Université

et par délégation le Vice-Président :

Professeur P. BERTHAUX

TARBES
IMPRIMERIE TARBAISE
1975

